JP4340453

Publication Title:

BIOSENSOR AND SEPARATION AND QUANTIFICATION METHOD USING THE SAME

Abstract:

Abstract of JP 4340453

(A) PURPOSE:To simply and economically exclude the electrochemical or chémical obstructing action due to the reductive substance present in a sample by arranging a substance containing a physiologically active substance to the region separated from an electrode. CONSTITUTION:A spacer 3 having a sample receiving space 3' and a lid 4 are bonded to the electrode 2 formed on a substrate 1 and a substance containing a physiologically active substance is arranged to the region 6 separated from the electrode 2. The sample is introduced into the space 3' from an opening 7 to be measured. First measurement is performed at the beginning of the supply of the sample and second measurement is performed after the elapse of a sufficient time.; The first measured value is a value before the product from the objective substance reacted with the physiologically active substance reaches the electrode and the density of the obstructing substance coexisting in the sample is quantified from said value. The second measured value is the value due to both of them and the concn. of the sum of the objective substance and the obstructing substance is quantified from said value. Therefore, by subtracting the former from the latter, the concn. of the objective substance is calculated.

Courtesy of http://v3.espacenet.com

(19)日本国特許庁 (JP) (12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平4-340453

(43)公開日 平成4年(1992)11月26日

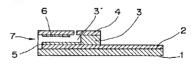
(51) Int.Cl. ⁵ G 0 1 N 27/327 27/416	識別記号	庁内整理番号	FΙ			技術表示箇所
		7235-2 J	G 0 1 N	27/30	3 5 1	
		7235-2 J			353	R
		7235-2 J	G 0 1 N	27/30	353	A
			審査請求 未請求	対 請求項の数	女6(全 7]	頁) 最終頁に続く
(21)出願番号	特願平3-113030		(71)出願人	000141897		
				株式会社京都	都第一科学	
(22) 出願日	平成3年(1991)5月17日		京都府京都市南区東九条西			及西明田町57番地
			(72)発明者	上野山 晴	Ξ	
				大阪府高槻市	市塚原六丁目	17番4号
			(72)発明者	奥田 久		
				京都府宇治市小倉町新田島20番地14号		
			(74)代理人	弁理士 柴田	田 康夫	(外1名)

(54) 【発明の名称】 バイオセンサーおよびそれを用いた分離定量方法

(57) 【要約】

【構成】 液体試料中の特定物質と生理活性物質とを反 応させ、反応に関与する物質を電気化学的に検出するバ イオセンサーであり、生理活性物質を含む物質が電気化 学的検出手段である電極から離れた部位に固相として配 置されている。

【効果】 試料中に存在するアスコルビン酸や尿酸など の還元性物質による電気化学的または化学的妨害作用を 簡単かつ経済的に排除して反応に関与した物質を電気化 学的に定量できる。



【特許請求の範囲】

[請求項1] 液体試料中の特定物質と生理活性物質またはそれに関与する物質とを反応させ、反応に関与する物質を電気化学的に検出するパイオセンサーにおいて、 生理活性物質を含む物質を電気化学的検出手段である電 極から離れた部位に配置したことを特徴とするパイオセンサー。

1

【請求項2】 生理活性物質またはそれに関与する物質 および少なくともメディエータを電気化学的検出手段で ある電権から離れた部位に配置した請求項1記載のバイ 10 オセンサー。

【請求項3】 電極上にメディエータを配置した請求項 2記載のバイオセンサー。

[請求項4] 配置した生理活性物質またはそれに関与 する物質、あるいは少なくともメディエータが共存配置 された生理活性物質またはそれにに関与する物質と液体 試料が接する部位を高分子物質層で被覆した請求項1~ 3のいずれかに記載のパイオセンサー。

【請求項5】 生理活性物質が酵素である請求項1~4のいずれかに記載のパイオセンサー。

【請求項 6】 請求項 1~5のいずれかに記載のパイオ センサーに試料供給後、供給された試料について少なく とも2回、すなわち、生理活性物質に関与しないが試料 中に共存する電気化学的活性物質に関与する試料供給当 初の電気化学信号、並びに生理活性物質および試料中に 共存する電気化学的活性物質の両者に関与する試料供給 後十分な時間経過後の電気化学信号を取り込み、両信号 を演算することにより、生理活性物質と特異的に反応す る機能を表して、表情を表して、ないで、 分離定量することを整整とする分離定量方法。

【発明の詳細な説明】

[0001]

【産業上の利用分野】本発明は、パイオセンサーおよび それを用いた分離企量方法に関し、更に詳しくは液体試 料中の特定物質と酵素等の生理活性物質とを反応させ、 反応に関与する物質を電気化学的に検出するパイオセン サーおよび物質の分離定量方法に関する。

[0002]

【従来の技術】電気化学的検出手段によるパイオセンサーを使用して血液等の液体生体試料を測定する際、試料 40中に共存するアスコルビン酸、尿酸等の還元性物質が電気化学的あるいは化学的に与える妨害作用が常に問題となっている。特許および文献上見られる、妨害作用除去あるいは回避策は極めて多数である。それらを分類すると、以下の通りである。

- (1)妨害除去膜法(たとえば、米国特許第3,979,274号、同第4,240,889号、特開昭57-211542号公報、特開昭58-5643号公報など)
- (2) 電極酸化法(たとえば、米国特許第4,431,50 7号、特開昭57-118152号公報、特開昭57-50

211054号公報、特開昭58-5642号公報、特開昭58-85148号公報、特開昭58-85148号公報、特開昭58-85149号公報、特開昭58-146847号公報、ジ・イレブンス・ケミカル・センサー・シンポジウム(The 11th Chemical Sensor Symposium),大川ら、24.「フロー型電気化学パイオセンサンステムに対する電気活性妨害物質の電気化学的オンライン除去」など)

2

- (3)複数作用電極法(たとえば、米国特許第3,539, 455号、特開昭58-146847号公報、特開平1-253648号公報、ミヤハラら、センサー・アンド・アクチュエーターズ(Sensorand Actuators),第7巻 1買(1985)など)
- (4)妨害物質酸化酵素添加法(特公昭 5 8 1 7 4 2 7 長)
- (5)ダブル・ポテンシャル・ステップ法(たとえば、日本化学会第58回春季年会、4IG06、松浦ら「微小カーボンファイバー電極による過酸化水素の測定」)

【0003】しかし、これら従来技術はそれぞれ以下のような欠点を有する。

(1)妨害除去膜法

20

電気化学的検出手段である電極を選択透過性の膜で被覆し、測定対象物質は透過させ、妨害作用を有する共存物質は阻止しようとする方法である。酸素分子、過酸化水素のような極低分子を電気化学反応物質とする場合にはこの方法を使えるが、フェリシアン化カリ、フェロセン等のメディエータ(電荷中介媒体)の場合は、妨害作用を有する共存物質とメディエータとの分子サイズ上の区別は不可能となりこの方法は使用できない。また、この方法は、妨害除去膜の外部(試料液中)で起り得る共存物質との酸化週元反応に対する対策とはならない。さらに、膜による感度および応答性の劣化があり、それが膜厚により左右されるため、センサーの個体等が拡大される。

【0004】(2)電極酸化法

この方法では、目的物質を測定するための電極系(測定電極系)の他に、試料中に共存する妨害物質を陽極酸化するための電極系(電解電極系)を使用する。試料が供給されると、妨害物質が酵素反応系や測定電極系に達する前に、それを電解電極系により陽極酸化する方法である。

【0005】この方法では測定電極系の他に電解電極系が本質的に必要であり、それらおよび酵素等生理活性物質の反応系を空間的に分離するため、構造が複雑となる。妨害物質電解効率を向上させるには、電解電極系の表面積を大きくする、試料液を強制的に攪拌する、流動させるなど種々の工夫がなされているが、いずれもセンサー構造を複雑に大きく、応答性を低下させてしまう。ことに使い捨て使用を目的としたセンサーへの応用が困難となる。

【0006】また、妨害物質電解効率の向上と測定時間

の短縮・応答性の向上とは背反する要求である。両者を 満足するための極めて薄い一体化多孔質電極系が提案さ れているが、構造的に弱く、不安定であるので、構造的 強化が必要であり、単純で安価なセンサーの実現は困難 である。

3

【0007】測定系全系を含めると、測定電極系の他 に、電解電極系を有するので、電気回路や測定用ソフト ウエアも複雑で高価となることは避けられない。

【0008】(3)複数作用電板法

この方法では、測定電極系の他に、試料中に共存する妨 10 害物質を測定するための電極系(妨害物質測定系)を使用 する。試料が供給されると、測定電極系は目的物質と妨 害物質の両者を測定し、妨害物質測定系は妨害物質のみ を測定する。両測定値の差をとることにより目的物質の 濃度を測定する方法である。

【0009】この方法では、測定電極系の他に妨害物質 測定系が本質的に必要である。測定電極系で生成された 反応生成物が妨害物質測定系へ影響を及ぼす危険性があ り、充分な空間的分離が必要である。従って、それだけ センサーのサイズが大きく、複雑化する。また、電極系 20 が2系統以上あるので、電流増幅用電気回路も2系統以 上必要となる。

【0010】さらに、目的物質測定系および妨害物質測 定系の妨害物質に対する測定感度を釣り合わせる必要が あるが、実際問題として、これが非常に困難である。く り返し使用のセンサーでは両電極の妨害物質の測定感度 を校正する方法も考えられるが、一回使い捨てセンサー では不可能である。

【0011】(4)妨害物質酸化酵素添加法

妨害物質が電極反応あるいは測定対象物質との酸化還元 30 反応を行う前に、アスコルビン酸、尿酸等の妨害物質を 各々の酸化酵素により酸化しておく方法である。この方 法では妨害物質を除去するために特異性の高い酵素を使 用するため、複数の妨害物質が存在する場合にはそれぞ れに対応した複数の酵素を共存させる必要があり、バイ オセンサーのコストアップになる。また、妨害物質の前 酸化が必要条件であり、妨害物質酸化生成物が目的物質 の測定を妨害しない工夫も必要となるので構造的に複雑 になるのは避けられない。さらに、妨害物質は酸化によ り、測定にはかかってこないように「除去」されてしま 40 号、並びに生理活性物質および試料中に共存する電気化 う。これは測定すれば有効な情報を捨てることになる。

【0012】(5)ダブル・ポテンシャル・ステップ法 測定電極の測定対象物質に対する自然電位(Eo2とする) と、共存する妨害物質の自然電位(Eo1とする)が異なる 場合(E01 < E02 とする)、E01 < E1 < E02 を満足する 電位E1で妨害物質濃度を測定し、E02 <E2を満足する 電位E2で測定対象物質および妨害物質の両者の和を測 定し、その差を求めて、目的物質の濃度を測定する方法 である。

【0013】この方法はその原理から、測定対象物質に 50 (2)酸化還元酵素(たとえば、乳酸脱水素酵素、イソク

対する自然電位(Eo2)と妨害物質の自然電位(Eo1)が十 分離れていなければ、分離測定することが不可能とな る。測定対象物質が過酸化水素の場合、この関係は保た れることが多いが、電極材質やその表面状態によって は、Eo」とEo2は接近することや、逆転することも観察 されている。

【0014】バイオヤンサーの安定化や直線領域の拡大 を目的として、メディエータが使われることが多いが、 この場合は、測定対象物質も妨害物質もメディエータを 介して電極と電荷の受授を行なうので、Eo1=Eo2とな り、ダブル・ポテンシャル・ステップ法は使用できな

[0015]

【発明が解決しようとする課題】本発明は、液体試料を 分離することなく、測定対象物質の信号を妨害物質の信 号から、簡単に安価に分離することのできるバイオセン サーおよび分離定量方法を提供しようとするものであ

【0016】前述の通り従来法では、妨害除去膜法やダ ブル・ポテンシャル・ステップ法はメディエータを使用 したバイオセンサー系では適用できない。また、妨害除 夫障法や電極酸化法は、測定威度や応答速度を犠牲にせ ざるを得ない。さらに、電極酸化法や複数作用電極法 は、バイオセンサーの構造が複雑になり、従って電気回 路系や測定系も複雑・高価になる。本発明は、これらの 問題を解決しようとするものである。

[0017]

【課題を解決するための手段】 本発明によれば、上記課 題は、液体試料中の特定物質と生理活性物質またはそれ に関与する物質(以下、まとめて「生理活性物質」とい う。)とを反応させ、反応に関与する物質を電気化学的 に検出するバイオセンサーにおいて、生理活性物質およ び要すればメディエータを電気化学的検出手段である電 極から離れた部位に配置し、要すれば配置された生理活 性物質またはメディエータを高分子物質層により被覆し たバイオセンサー、および上記バイオセンサーに試料供 給後、供給された試料について少なくとも2回、すなわ ち、生理活性物質に関与しないが試料中に共存する電気 化学的活性物質に関与する試料供給当初の電気化学信 学的活性物質の両者に関与する試料供給後十分な時間経 過後の電気化学信号を取り込み、両信号を演算すること により、生理活性物質と特異的に反応する物質、並びに 試料中に共存する電気化学的活性物質を分離定量するこ とを特徴とする分離定量方法により解決される。

【0018】本発明において生理活性物質には、次のよ うなものが包含される:

- (1)酸化還元酵素の基質(たとえば、乳酸、プドウ糖、 尿酸、ピルビン酸、コレステロールなど)

5 エン酸脱水素酵素、グルタミン酸脱水素酵素、グルコー スー6-リン酸脱水素酵素など)

(3)基質または酵素の反応を利用して最終的に酸化還元 反応を行う物質(たとえば、トリグリセリド、リン脂 質、GOT、GPT、CPKなど)

(4)抗原抗体反応を活用して測定する物質(たとえば、 各種免疫グロブリン、T3、T4などの各種ホルモン)

【0019】本発明において、生理活性物質を「配置」 するとは、所定の箇所に生理活性物質を、試料中の特定 物質と反応可能な状態で存在させておくことを意味し、 メディエータを「配置」するとは、所定の箇所にメディエ ータを、試料に溶解可能な状態で存在させておくことを 意味し、その状態は限定されない。たとえば、生理活性 物質を溶液の形で所定箇所に塗布し、乾燥して、生理活 性物質を乾燥残渣として配置することができる。あるい は、適当な含浸用基材(たとえば、濾紙、布片など)に生 理活性物質の溶液を含浸させ、乾燥して作成した、生理 活性物質を含む基材を所定箇所に固定してもよい。ま た、生理活性物質のあるものは、グルタルアルデヒドや ジサクシニミジルスペレート等の架橋剤で固定してもよ 20 い、あるいは基材と生理活性物質間の吸着力を利用して 吸着させてもよい。

【0020】メディエータを使用するバイオセンサーで は、測定價極上には必要に応じてメディエータを配置 し、酵素等の生理活性物質は配置しない。親水性高分子 等をメディエータと混合し、配置してもよい。

【0021】一方、酵素等の生理活性物質は少なくとも メディエータと共に測定電極から十分離れた位置に配置 する。その位置は、試料供給後、測定電極上に配置され たメディエータが溶解し、電極反応の結果、その信号が 30 1)を適下し、乾燥することにより、電極上にフェリシア 取り込まれる極めて短時間(通例0~数秒)の間に、試料 中の目的物質と酵素等生理活性物質との反応の結果生じ たメディエータが測定電極へ拡散により到達しないよう な位置関係にあればよい。

【0022】メディエータを利用しない、過酸化水素電 極などを利用したバイオセンサーでは、測定電極上には 何ら配置しない。ただし、親水性高分子等は試料導入の 円滑化を図るため配置してもよい。一方、酵素等の生理 活性物質は測定電極から十分離れた位置に配置する。そ の位置は試料供給後、試料中の妨害物質が直接的に電極 40 反応の結果、その信号が取り込まれる極めて短時間(通 例0~数秒)の間に試料中の目的物質と酵素等生理活性 物質との反応の結果生じた過酸化水素等が測定電極へ拡 散により到達しないような位置関係にあればよい。

【0023】さらに、測定電極と離れた部位の配置部か ら拡散したメディエータ、過酸化水素などの測定電極へ の到達時間を適度に調節(延長)するため、配置する酵素 への親水性高分子添加量を増加することができる。ある いは、配置した酵素層を覆う形で、親水性高分子層を形 成することができる。

【0024】本発明の分離定量方法では、バイオセンサ ーに試料供給当初(通例数秒以内)に第1の電流測定を行 い、試料供給後十分な時間経過後(通例数10秒以内) に、第2の電流測定を行なう。第1の電流測定値は、酵 素等の生理活性物質と反応した目的物質からの生成物が 測定電極に到達する以前の値であり、これから試料中に 共存する妨害物質濃度が定量できる。第2の電流測定値 は、妨害物質および酵素等の生理活性物質と反応した目 的物質による生成物面者による値であり、これから、目 10 的物質および妨害物質の和の濃度が定量できる。従っ て、第1の電流測定値から得られた妨害物質の濃度を第 2 の電流測定値から得られた濃度値より差し引くことに より目的物質の濃度を求めることができる。なお、第1 および第2の電流測定のタイミングは、各々妨害物質お よび目的物質と妨害物質両者に起因する電流を正確に測 定できるタイミングであることが重要であり、上記通例 の時間に拘束されるものではない。

【0025】実施例1

作製した2電極式分離分析用バイオセンサーの模式断 面図を図1に示す。ポリエチレンテレフタレート(PE T)製シート状基板1上に、シルク印刷により銀リード 線付カーボン電板2を形成した。その上に、被検液を収 容する空間3'を有するPET製スペーサ3を両面接着 テープにより貼付した。さらにスペーサ3の電極2と反 対側にも両面接着テープにより蓋4を貼付した。被検液 を開口7より空間3'内へ導入することにより測定が行 なわれる。次の(A)、(B)及び(C)の手順で配置した。

【0026】(A)電極2の一定面積を占めるカーボン電 極上5の位置に、33mMのフェリシアン化カリ(30 μ ン化カリを固相として配置した。

(B)蓋4の内面上6の位置に、160mMフェリシアン 化カリ及び400U/ml乳酸酸化酵素を含むpH6.4 の0. 1Mクエン酸緩衝液5 ulを滴下し、乾燥するこ とにより酵素およびフェリシアン化カリを周相として配 置した。

(C)電極2の5の位置に、3. 3mMフェリシアン化力 リ(30μ1)を滴下し、乾燥することにより、電極上に フェリシアン化カリを固相として配置し、さらに蓋4の 内面上6の位置に160mMフェリシアン化カリ及び4 0 0 U/ml乳酸酸化酵素を含むpH 6. 4 の 0. 1 Mク エン酸緩衝液5μ1を滴下し、乾燥することにより酵素 およびフェリシアン化カリを固相として配置した。

[0027] 実施例2

実施例1(A)で作製したセンサーに、2mMアスコル ピン酸水溶液、10μ1を開口部7より導入すると同時 に、検知電極-対極間に一定電位+200mVを印加 し、陽極酸化電流を測定した。結果を図2(線A)に示 す。陽極電流は、電位+200mV印加で、0.5秒後 50 には最高値に達しており、アスコルビン酸によるフェリ

7 シアン化カリの還元反応は極めで速く、検出されること がわかった。

【0028】実施例3

実施例 1 (B)で作製したセンサーを用いて、5 mM乳酸水溶液 1 0 μ1を被検試料として、実施例 2 と同様に 陽極電流の時間変化を測定した。結果を図 2 (線 B)に示 す。陽低電流は、電位 + 2 0 0 mM印加後も4 秒間ほと んど 0 μ A を示し、第 1 図 6 の位置で乳酸の酵素反応に より生じたフェロシアン化カリの検出電極への到達は約 4 秒源延したことがわかった。

【0029】実施例4

実施例 1 (C) で作製したセンサーを用いて、乳酸濃度 0 mg/dl、9 。 0 mg/dl、18 。 0 mg/dl、4 5 。 0 mg/dl に対し、アスコルピン酸 0 mg/dl、1 7 。 6 mg/dl、3 5 。 2 mg/dl (いずれも終濃度)を添加した水溶液を調製し、その 1 0 1 を開口語 7 より導入すると同時に、検知電極-対極間に第一の印加電位 + 2 0 0 mV \times 4 秒間 印加し、その間、陽極酸化電流を測定した。次に、被検 液導入から 3 0 秒の酵素反応時間経過後、第二の印加電位 + 2 0 0 mV \times 5 秒間印加し、その間隔極酸化電流を測定した。

【0030】測定結果を図3~5に示す。図3はアスコルビン酸濃度0mg/d1における乳酸濃度0mg/d1。9.0mg/d1、18.0mg/d1、45.0mg/d1の披検液を削定した場合の時間経過に伴った陽極電極電流の変化である。同様に図4はアスコルビン酸濃度17.6mg/d1、図5はアスコルビン酸濃度、35.2mg/d1における乳酸濃度0mg/d1。9.0mg/d1、18.0mg/d1、45.0mg/d1の被検液を測定した場合の陽極電流の変化を示す。

[0031] 図6は、図3~5の測定開始より4秒後の 応答電流(陽極電池)値を縦軸に、アスコルビン酸濃度を 機軸にとったアスコルビン酸に対する検量線である。こ の検量線は乳酸濃度の幅広い変化にもかかわらずー本の 直が正仮することができる。すなわちアスコルビン酸 は乳酸から分離定量できた。 【0032】図7は、図3~5の測定開始後より35秒後の応答電流(陽極電流)値を縦軸に、アスコルビン酸機 度を機軸にとった乳酸に対する検量線である。この検量 線はアスコルビン酸の合濃度に対し、それに依存した応 答電流分だけ、縦軸正方向に移動した。これは、乳酸測 定に対してアスコルビン酸の正の妨害があることを示し ている。図7の検量線を図6のアスコルビン酸の検量線 を使って補正した。すなわち、第10印加唯位時と第2 の印加電位時のアスコルビン酸に対する応答電流の感度

20 差を考慮し、図7のアスコルビン酸0mg/dlおよび3 5.2mg/dlに対する検量線が原点を通るよう図6のアスコルビン酸の検量線を修正した後、その検量線(直線)を使って図7のすべての測定点を補正した。結果を図8に示す。この検量線はアスコルビン酸の幅広い変化にもかかわらず一本の直線で近似することができた。すなわち乳酸はアスコルビン酸から分離できた。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の2電極式分離分析用バイオセンサー の1例の模式断面図。

7 【図2】 実施例2および3において得られた陽極酸化 電流の測定値を示すグラフ。

【図3】 アスコルビン酸濃度0mg/mlにおける各種乳酸濃度での陽極酸化難流の変化を示すグラフ。

【図4】 アスコルビン酸濃度17.6mg/mlにおける 各種乳酸濃度での陽極酸化電流の変化を示すグラフ。

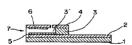
【図5】 アスコルピン酸濃度35.2mg/mlにおける 各無乳酸濃度での陽極酸化電流の変化を示すグラフ。

【図6】 図3~5の測定開始より4秒後の応答電流 (陽極電流)値を縦軸に、アスコルピン酸濃度を横軸にと 30 ったアスコルピン酸に対する検量線。

【図7】 図3~5の測定開始後より35秒後の応答電流(陽極電流)値を縦軸に、アスコルビン酸濃度を横軸にとった乳酸に対する検量線。

【図8】 図7の検量線を図6のアスコルピン酸の検量線を使って補正した検量線。

+ 実施例2

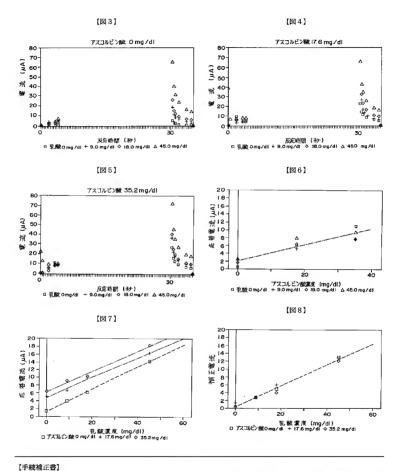


[図1]

□ 実施例1

[図2]

20



[手続相正告] [提出日] 平成4年4月27日 [手続補正1] [補正対象書類名] 明細書 [補正対象項目名] 請求項4 [補正方法] 変更 [補正内容]

【請求項4】 配置した生理活性物質またはそれに関与 する物質、あるいは少なくともメディエータが共存配置 されて生理活性物質またはそれに関与する物質と液体試 料が接する部位を高分子物質層で被優した請求項1~3 のいずれかに記載のバイオセンサー。

【手続補正2】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0023

【補正方法】変更

【補正内容】

【0023】さらに、測定電極と離れた部位の配置部か ら拡散したメディエータ、過酸化水素などの測定電極へ の到達時間を適度に調節(延長)するため、配置する酵素 層への親水性高分子添加量を増加することができる。あ るいは、配置した酵素層を覆う形で、親水性高分子層を 形成することができる。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0026

【補正方法】変更

【補正内容】

【0026】(A)電極2の一定面積を占めるカーボン電 極上5の位置に、3.3mMのフェリシアン化カリ(30 μ1)を適下し、乾燥することにより、電極上にフェリシ アン化カリを固相として配置した。

- (B) 蓋4の内面 F6の位置に、160mMフェリシアン 化カリ及び400U/ml乳酸酸化酵素を含むpH6.4 の0.1Mクエン酸緩衝液5μlを適下し、乾燥するこ とにより酵素およびフェリシアン化カリを固相として配 置した。
- (C)電極2の5の位置に、3.3mMフェリシアン化力 リ(30μ1)を滴下し、乾燥することにより、電極上に フェリシアン化カリを固相として配置し、さらに養4の 内面上6の位置に160mMフェリシアン化カリ及び4 0.0 U /ml乳酸酸化醛素を含むpH 6. 4の0. 1 M ク エン酸緩衝液5 μ1を適下し、乾燥することにより、酵 素およびフェリシアン化カリを固相として配置した。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0032

【補正方法】変更

【補正内容】

[0032] 図7は、図3~5の測定開始後より35秒 後の応答電流(陽極電流)値を縦軸に、アスコルビン酸濃 度を横軸にとった乳酸に対する検量線である。この検量 線はアスコルビン酸の各濃度に対し、それに依存した応 答電流分だけ、縦軸正方向に移動した。これは、乳酸測 定に対してアスコルビン酸の正の妨害があることを示し ている。図7の検量線を図6のアスコルピン酸の検量線 を使って補正した。すなわち、第1の電位印加時と第2 の電位印加時のアスコルビン酸に対する応答電流の感度 差を考慮し、図7のアスコルビン酸0mg/d1および3 5. 2 mg/dlに対する検量線が原点を通るよう図6のア スコルビン酸の検量線を修正した後、その検量線(直線) を使って図7のすべての測定点を補正した。結果を図8 に示す。この検量線はアスコルビン酸の幅広い変化にも かかわらず一本の直線で近似することができた。すなわ ち乳酸はアスコルビン酸から分離できた。

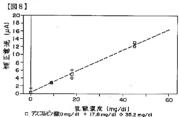
【手続補正5】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図8

【補正方法】変更

【補正内容】



336 B

フロントページの続き

(51) Int. Cl. 5 識別記号 庁内整理番号 FΙ 技術表示簡所 27/46

6923-2 J